

# 11  
PCT

WELTOORGANISATION FÜR GEISTIGES EIGENTUM  
Internationales Büro

INTERNATIONALE ANMELDUNG VERÖFFENTLICH NACH DEM VERTRAG ÜBER DIE  
INTERNATIONALE ZUSAMMENARBEIT AUF DEM GEBIET DES PATENTWESENS (PCT)



(51) Internationale Patentklassifikation <sup>6</sup> : A61L 27/00		A2	(11) Internationale Veröffentlichungsnummer: WO 99/03515 (43) Internationales Veröffentlichungsdatum: 28. Januar 1999 (28.01.99)
(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/EP98/04415 (22) Internationales Anmeldedatum: 17. Juli 1998 (17.07.98)  (30) Prioritätsdaten: 197 31 021.4 18. Juli 1997 (18.07.97) DE		(81) Bestimmungsstaaten: AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, CA, CH, CN, CU, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, GB, GE, GH, GM, HU, ID, IL, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MD, MG, MK, MN, MW, MX, NO, NZ, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG, SI, SK, SL, TJ, TM, TR, TT, UA, UG, US, UZ, VN, YU, ZW, ARIPO Patent (GH, GM, KE, LS, MW, SD, SZ, UG, ZW), eurasisches Patent (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), europäisches Patent (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE), OAPI Patent (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).  Veröffentlicht <i>Ohne internationalen Recherchenbericht und erneut zu veröffentlichen nach Erhalt des Berichts.</i>	
(71) Anmelder (für alle Bestimmungsstaaten ausser US): MEYER, Jörg [DE/DE]; Schulterblatt 12, D-20357 Hamburg (DE). (72) Erfinder; und (75) Erfinder/Anmelder (nur für US): HEUBLEIN, Bernd [DE/DE]; Albrechtstrasse 2, D-30627 Hannover (DE). HAUSDORF, Gerd [DE/DE]; Ringstrasse 13, D-30938 Burgwedel (DE). (74) Anwalt: LENZING, Andreas; Münsterstrasse 248, D-40470 Düsseldorf (DE).			
(54) Title: METALLIC IMPLANT WHICH IS DEGRADABLE IN VIVO (54) Bezeichnung: IN VIVO ABBAUBARES METALLISCHES IMPLANTAT (57) Abstract <p>The invention relates to a medical implant made of a metallic material. After fulfilling its temporary support function, the implant is degraded by corrosion at a predetermined rate. Negative long-term effects are thus avoided.</p> <p>(57) Zusammenfassung <p>Die Erfindung betrifft ein medizinisches Implantat aus einem metallischen Werkstoff. Nachteilige Langzeiteffekte werden dadurch verhindert, daß das Implantat durch Korrosion mit definierter Rate abgebaut wird, nachdem es seine temporäre Stützfunktion erfüllt hat.</p></p>			

**LEDIGLICH ZUR INFORMATION**

Codes zur Identifizierung von PCT-Vertragsstaaten auf den Kopfbögen der Schriften, die internationale Anmeldungen gemäss dem PCT veröffentlichen.

AL	Albanien	ES	Spanien	LS	Lesotho	SI	Slowenien
AM	Armenien	FI	Finnland	LT	Litauen	SK	Slowakei
AT	Österreich	FR	Frankreich	LU	Luxemburg	SN	Senegal
AU	Australien	GA	Gabun	LV	Lettland	SZ	Swasiland
AZ	Aserbaidschan	GB	Vereinigtes Königreich	MC	Monaco	TD	Tschad
BA	Bosnien-Herzegowina	GE	Georgien	MD	Republik Moldau	TG	Togo
BB	Barbados	GH	Ghana	MG	Madagaskar	TJ	Tadschikistan
BE	Belgien	GN	Guinea	MK	Die ehemalige jugoslawische Republik Mazedonien	TM	Turkmenistan
BF	Burkina Faso	GR	Griechenland	ML	Mali	TR	Türkei
BG	Bulgarien	HU	Ungarn	MN	Mongolici	TT	Trinidad und Tobago
BJ	Benin	IE	Irland	MR	Mauritanien	UA	Ukraine
BR	Brasilien	IL	Israel	MW	Malawi	UG	Uganda
BY	Belarus	IS	Island	MX	Mexiko	US	Vereinigte Staaten von Amerika
CA	Kanada	IT	Italien	NE	Niger	UZ	Usbekistan
CF	Zentralafrikanische Republik	JP	Japan	NL	Niederlande	VN	Vietnam
CG	Kongo	KE	Kenia	NO	Norwegen	YU	Jugoslawien
CH	Schweiz	KG	Kirgisistan	NZ	Neuseeland	ZW	Zimbabwe
CI	Côte d'Ivoire	KP	Demokratische Volksrepublik Korea	PL	Polen		
CM	Kamerun	KR	Republik Korea	PT	Portugal		
CN	China	KZ	Kasachstan	RO	Rumänien		
CU	Kuba	LC	St. Lucia	RU	Russische Föderation		
CZ	Tschechische Republik	LI	Liechtenstein	SD	Sudan		
DE	Deutschland	LK	Sri Lanka	SE	Schweden		
DK	Dänemark	LR	Liberia	SG	Singapur		

**In vivo abbaubares metallisches Implantat**

Die vorliegende Erfindung betrifft Implantate aus metallischen Werkstoffen zum Einsatz in dem menschlichen oder tierischen Körper.

Derartige Implantate sind grundsätzlich seit langem bekannt. Die ersten Implantate wurden zu orthopädischen Zwecken entwickelt, beispielsweise Schrauben und Nägel zum Fixieren von Knochenbrüchen. Diese bestanden zunächst aus relativ einfachen Eisenlegierungen, die unter in vivo-Bedingungen zu Korrosion neigten. Die Korrosion führte dazu, daß in unmittelbarer Nähe des Knochens Metalle als Ionen freigesetzt wurden, die einen unerwünschten Anreiz für das Wachstum des Knochengewebes gegeben haben. Der Knochen ist stärker gewachsen, als es eigentlich erwünscht und erforderlich ist. Hierdurch wurde das gesunde Knochenmaterial geschädigt.

Aus diesem Grund ist man bestrebt, metallische Implantate grundsätzlich aus möglichst korrosionsbeständigen Materialien zu fertigen. Hier sind derzeit hauptsächlich korrosionsbeständige Edelstähle, Tantal und Titan im Gebrauch. Diese Implantate bleiben nach der Implantierung als Fremdkörper präsent und werden als solche vom Organismus

- 2 -

erkannt. Sie sind nur durch eine zweite Operation zu entfernen.

Außerdem sind metallische Implantate im Bereich der Gefäßchirurgie und der Kardiologie, Angiologie und Radiologie bekannt. Diese Implantate umfassen zum Beispiel endoluminale und Gefäßstützen (Stents) zur Behandlung von Läsionen. Diese Stützen dienen z. B. zur Aufweitung und Lumenerhaltung von verengten Gefäßen, indem sie vom Gefäßlumen ausgehend mit einem Ballonkatheter (balloon expandable) oder selbstexpandierend (self expanding) das Gefäßlumen auf einem entsprechend optimalen Innendurchmesser halten. Das Implantat ist an sich nur so lange erforderlich, bis das erkrankte Gefäß durch biologische Reparaturvorgänge aus eigener Kraft den erforderlichen Durchmesser dauerhaft halten kann. Dies ist im allgemeinen etwa 4 Wochen nach Implantation der Fall.

Der dauerhafte Verbleib eines metallischen Implantats ist jedoch mit einigen Nachteilen verbunden. Das Implantat führt als Fremdkörper zu lokalen und eventuell auch systemischen Reaktionen. Zusätzlich wird die Selbstregulation des betroffenen Gefäßsegments behindert. Die ständige (pulsatile) Belastung des Metalls kann zu Ermüdungsbrüchen führen, was bei großlumigen Implantaten (z. B. Verschlußsystemen wie Schirmchen) zu neuen medizinischen Problemen führen kann. Gefäßstützen in kleineren Lumina (2,5 - 6 mm) erzeugen in etwa 20% eine erneute Stenosierung (sogenannte In-Stent-Stenose), was bei der hohen Zahl der Implantate kumulativ zu einer zusätzlichen medizinischen und ökonomischen Belastung führt. In einigen Gefäßregionen (z. B. extrakranielle Gefäße, Beinarterien) kann die metallische Struktur durch Krafteinwirkung von außen dauerhaft verformt werden mit den Folgen einer erneuten Gefäßobstruktion bzw. eines induzierten Gefäßverschlusses. Jedes Dauerimplantat ist zusätzlich mit Problemen insbesondere für jüngere Patienten deshalb

- 3 -

verbunden, weil ein Verbleiben für Jahrzehnte unausweichlich ist.

Vollkommen biologisch abbaubare Implantate sind bislang nur aus Kunststoffmaterialien bekannt, beispielsweise aus der DE 2502884 C2. Dort wird eine Beschichtung eines orthopädischen Implantats mit Polymethylmethacrylat offenbart, das biodegradabel ist. Andere Kunststoffmaterialien umfassen Polylactid- und Polyglycolsäureester. Außerdem ist aus der EP 0006544 B1 ein biodegradables Keramikmaterial auf Basis von Calciumphosphat bekannt, das ebenfalls zur Beschichtung von metallischen Implantaten dient.

Schließlich ist aus der WO 81/02668 ein orthopädisches Implantat bekannt, das einen korrosionsbeständigen metallischen Grundkörper sowie eine biologisch abbaubare, metallische Zwischenschicht für den Kontaktbereich zum Knochen ausweist. Diese Zwischenschicht bildet zusammen mit dem Grundkörper eine elektrochemische Zelle und erzeugt eine elektrische Spannung, die das Knochenwachstum fördert. Gleichzeitig wird die Oberflächenschicht, die beispielsweise aus Silberlegierungen bestehen kann, abgebaut. Dies führt zu dem angestrebten Effekt, daß das Knochenwachstum so lange positiv beeinflußt wird, wie es erforderlich ist und dann nach vollständigem Abbau der Oberflächenbeschichtung der elektrische Reiz nachläßt.

Bisher bekannte biodegradable Substanzen auf Polymerbasis werden in der Gefäßchirurgie verwendet. Ihre mechanischen Eigenschaften einerseits und die nachfolgende Fremdkörperreaktion während der Biodegradation andererseits führen dazu, daß sie als alleiniges Material für eine Implantation ungeeignet sind. Metallische Werkstoffe/Legierungen besitzen günstige mechanische Eigenschaften (Elastizität, Verformbarkeit, Stabilität) bei geringerer Masse, was für die Applikation durch dünnlumige

- 4 -

Führungssysteme bei transkutanem Vorgehen eine wichtige Voraussetzung darstellt.

Es ist daher Aufgabe der vorliegenden Erfindung, Implantate aus biodegradablem Material zur Verfügung zu stellen, die zugleich vorteilhafte mechanische Eigenschaften aufweisen.

Diese Aufgabe wird durch Implantate mit den Merkmalen des Anspruchs 1 gelöst.

Weil das medizinische Implantat aus einem metallischen Werkstoff gefertigt ist, der durch Korrosion in vivo abbaubar ist, liegen primär die mechanischen Vorteile metallischer Werkstoffe vor. Der korrosive Abbau des Implantats innerhalb einer durch Materialwahl einstellbaren Zeitskala verhindert andererseits, daß die negativen Langzeiteffekte des metallischen Fremdkörpers eintreten. Dabei ist es biologisch vorteilhaft, wenn der Werkstoff Reineisen gegebenenfalls mit einem Anteil von bis zu 7% Kohlenstoff oder eine Legierung oder ein Sintermetall ist, deren Hauptbestandteil aus der Gruppe der Alkalimetalle, der Erdalkalimetalle, Eisen, Zink oder Aluminium ausgewählt ist. Derzeit wird als Hauptbestandteil Magnesium oder Eisen bevorzugt.

Die biologischen, mechanischen und chemischen Eigenschaften der Werkstoffe sind positiv beeinflußbar, wenn als Nebenbestandteil Mangan, Kobalt, Nickel, Chrom, Kupfer, Cadmium, Blei, Zinn, Thorium, Zirkonium, Silber, Gold, Palladium, Platin, Rhenium, Silicium, Calcium, Lithium, Aluminium, Zink, Eisen, Kohlenstoff oder Schwefel vorgesehen ist. Als Material wird insgesamt derzeit entweder eine Legierung aus Magnesium mit einem Anteil von bis zu 40% Lithium sowie Eisenzusatz oder eine Eisenlegierung mit einem geringen Anteil an Aluminium, Magnesium, Nickel und/oder Zink bevorzugt. Eine besonders zu Beginn der Degradationszeit gute

- 5 -

Korrosion ergibt sich bei einer Legierung oder einem Sintermetall aus etwa gleichen Teilen Zink und Eisen.

Vorteilhafte Abbauzeiten haben sich weiter ergeben bei Werkstoffen mit dem Hauptbestandteil Magnesium und entweder

- 0 - 40% Lithium, 0 - 5% Eisen und unter 5% andere Metalle oder seltene Erden;
- 2 - 5% Aluminium, 0 - 12% Lithium und 1 - 4% seltene Erden, insbesondere Cer, Lanthan, Neodym und/oder Praseodym,
- 6 - 12% Lithium, 2% Aluminium und 1% seltene Erden,
- 0 - 8% Lithium, 2 - 4% Aluminium und 1 - 2 % seltene Erden,
- 8,5 - 9,5% Aluminium, 0,15% - 0,4% Mangan, 0,45 - 0,9% Zink
- 4,5 - 5,3% Aluminium, 0,28% - 0,5% Mangan oder
- 30 - 40% Lithium und 0 - 5% andere Metalle und/oder seltene Erden enthält.

Derartige Magnesiumlegierungen sind z.B. unter den Bezeichnungen AZ91D, AM50A und AE42 verfügbar.

Das medizinische Implantat wird in mehreren Grundvarianten ausgeführt. Für eine Gefäßstütze ist als Grundkörper ein rohrförmiger Aufbau mit zusätzlicher Bearbeitung vorgesehen. Als Verschlußsystem (z. B. Ductus Botalli, angeborene und erworbene Septumdefekte, arterio-venöse Shuntverbindungen) sind passiv und/oder aktiv entfaltbare Schirmformen, Spiralen oder komplexe Körper vorteilhaft. Die Erfindung ist auch

- 6 -

anwendbar bei Okkludern als Verschlußsysteme für Hohlraumverbindungen, Gefäße oder Gangsysteme.

Es ist außerdem vorteilhaft, das Implantat als Befestigungs- oder Stützvorrichtung für die temporäre Fixierung von Gewebeteilen in Form von Implantaten oder Transplantaten vorzusehen.

Zur Einstellung der Korrosionsgeschwindigkeit des Werkstoffs ist von Vorteil, wenn die Materialstärke des Werkstoffs in Abhängigkeit von der Zusammensetzung des Werkstoffs so gewählt ist, daß der Abbau- oder Korrosionsvorgang *in vivo* zwischen 5 Tagen und 6 Monaten, insbesondere zwischen 2 Wochen und 8 Wochen, im wesentlichen abgeschlossen ist.

Hierbei wird erreicht, daß nach einem Anwachsen des Gewebeimplantats die dann nicht mehr benötigte Fixiervorrichtung verschwindet.

Schließlich ist von Vorteil, wenn das Implantat als orthopädisches Implantat, als Implantat für die Zahnmedizin, für die Chirurgie im Oberbauch oder für die Unfallchirurgie insbesondere für die Behandlung des menschlichen Körpers ausgeführt ist, wobei die Legierung so zu wählen ist, daß das Knochenwachstum nicht negativ oder übermäßig beeinflußt wird. Erfindungsgemäße orthopädische Implantate in Form von Nägeln, Schrauben oder Platten können so gestaltet werden, daß sie nach Ausheilen des behandelten Knochenbruchs abgebaut werden und nicht in einer zweiten Operation entfernt werden müssen.

Im folgenden werden verschiedene Ausführungsbeispiele der vorliegenden Erfindung gegeben.

#### Beispiel 1: Gefäßstütze

Ein erfindungsgemäßer Stent wird aus einem rohrförmigen Grundkörper des metallischen und nachfolgender Bearbeitung

- 7 -

gefertigt. Vom mechanischen Aufbau her sind derartige Stents beispielsweise aus der EP 0221570 B1 bekannt, wobei das Material jedoch ein korrosionsbeständiger Edelstahl ist.

Bei dem erfindungsgemäßen Stent nach diesem Beispiel ist das Material entweder eine Legierung mit dem Hauptbestandteil Magnesium und gegebenenfalls den Nebenbestandteilen Lithium, Eisen, Zink und Spuren von Nickel, oder eine Legierung mit dem Hauptbestandteil Eisen und den Nebenbestandteilen Chrom und Nickel sowie gegebenenfalls Spuren von anderen Zuschlägen. Die prozentuale Zusammensetzung der Magnesiumlegierung soll etwa im Bereich von 50 - 98% Magnesium, 0 - 40% Lithium, 0 - 5% Eisen und unter 5% andere Metalle liegen, die der Eisenlegierung etwa im Bereich 88 - 99% Eisen, 0,5 - 7% Chrom und 0,5 - 3,5% Nickel sowie und unter 5% andere Metalle. Die Wandstärke der Stentstreben soll nach der Bearbeitung zwischen 50 und 100 µm betragen.

In der Praxis wird der erfindungsgemäße Stent in an sich bekannter Weise mit einem Ballonkatheter in ein krankhaft verengtes Blutgefäß eingesetzt und dort dilatiert oder als selbstexpandierender Stent freigesetzt, wobei er das Blutgefäß auf dem gewünschten Durchmesser hält. Eine ohne Stent-Implantation verbleibende Restenose (Recoil) und/oder ein durch die Dilatation induzierter Geweberiß werden wirkungsvoll behandelt. Innerhalb von 2 - 4 Wochen wird der Stent von Intimagewebe überdeckt und behält seine Stützfunktion zunächst bei. Das Blutgefäß erhält durch Gewebewachstum infolge von Eigenreparaturvorgängen im Bereich des implantierten Stents eine neue Eigenstabilität. Das Gefäßlumen wird auf einem optimalen Niveau stabilisiert. Die Wahl des Legierungsmaterials zusammen mit der gewählten Wandstärke führen andererseits dazu, daß der

- 8 -

Stent in der Wandung des Blutgefäßes allmählich abgebaut wird und nach etwa 4 - 12 Wochen nur noch in Spuren vorliegt. Die auf Seite 2 geschilderten Nachteile eines Dauerimplantats gehen verloren.

#### Beispiel 2: Verschlußsystem

Ein erfindungsgemäßes Verschlußsystem (Schirmchen) wird aus einem metallischen Skelett, an dem ein Kunststoffschirmchen befestigt ist, gefertigt. Derartige Schirmchen sind bekannt beispielsweise aus der Legierung MP35N oder Nitinol.

Derartige Verschlußsysteme werden zum Verschluß von Defekten in den Herzscheidewänden verwendet. Die Wandstärke des metallischen Gerüstes beträgt um 500 µm. In der Praxis wird das Schirmchen in an sich bekannter Weise zusammengefaltet und in dem zu verschließenden Defekt freigesetzt. Innerhalb von 3 - 4 Wochen wird das Schirmchen vom körpereigenen Gewebe bedeckt und erhält durch dieses Gewebewachstum eine neue Eigenstabilität. Die Wahl des Legierungsmaterials zusammen mit der Gewebewandstärke führt dazu, daß das metallische Gerüst innerhalb von 4 Wochen bis einigen Monaten abgebaut wird und nach einem Jahr nur noch in Spuren vorliegt. Der Kunststoffanteil des Schirmchens bleibt erhalten, was aufgrund der Flexibilität des Materials unkritisch ist. Der Abbau des metallischen Anteils hat gegenüber den bekannten Schirmchen den Vorteil, daß auch bei unvorhergesehenen Belastungen z.B. bei Verkehrsunfällen keine Gefahr des Durchstoßens von Gefäßwandungen mehr besteht. Dabei wird der erfindungsgemäße Vorteil bereits erreicht, wenn zunächst durch die Degradation eine mechanische Instabilität des Gerüsts entsteht.

#### Beispiel 3: Spirale zum Verschließen von Gefäßen (Okkluder)

- 9 -

Eine erfindungsgemäße Spirale (Coil) wird aus einem in Helixform gewickelten metallischen Material gefertigt und die Spirale vorgebogen. Der Durchmesser der Primärwicklung beträgt 0,1 - 1 mm, je nach dem zu verschließenden Gefäß. Derartige Spiralen (Coils) sind bekannt, beispielsweise aus Nitinol, Platinlegierungen oder Wolframlegierungen.

Bei der vorliegenden erfindungsgemäßen Ausführungsform ist das Material eine Legierung mit dem Hauptbestandteil Eisen, den Nebenbestandteilen Nickel und/oder Chrom sowie Spuren von Magnesium und Zink.

In der Praxis wird die Verschlußspirale (Coil) in an sich bekannter Weise in gestrecktem Zustand in einen Herzkatheter eingeführt und durch diesen bis zu dem zu verschließenden Gefäß vorgeschoben. Bei der Freisetzung aus dem Herzkatheter nimmt die Spirale wieder ihre alte Form an und verschließt durch ihr Lumen und ihre Thrombogenität, die durch Dacron oder andere Fasern erhöht werden kann, das zu verschließende Gefäß. Nach Thrombosierung des Gefäßes und Einwachsen von Bindegewebe erhält der Verschlußmechanismus eine neue Eigenstabilität. Die applizierte Spirale wird allmählich abgebaut, so daß nach etwa einem Jahr das implantierte Material nur noch in Spuren vorliegt.

Die insoweit genannten Ausführungsbeispiele lassen sich sowohl mit Magnesiumlegierungen als auch mit Eisenlegierungen fertigen. Toxische Wirkungen der Materialien bei den zu erwartenden Konzentrationen sind nicht bekannt.

Magnesiumlegierungen haben den Vorteil, daß durch geeignete Wahl der übrigen Legierungsbestandteile die *in vivo* zu erwartende Abbaugeschwindigkeit sehr genau gewählt werden kann. Außerdem ist Magnesium physiologisch sehr gut verträglich. Eisenlegierungen sind vorteilhaft hinsichtlich

- 10 -

der mechanischen Stabilität, was sich in den möglichen geringen Wandstärken der Implantate ausdrückt. Das Legierungsmaterial kann deshalb je nach Anwendungsfall ausgewählt werden.

**Patentansprüche**

1. Medizinisches Implantat, aus einem metallischen Werkstoff, **d a d u r c h** **g e k e n n z e i c h n e t**, daß der Werkstoff durch Korrosion *in vivo* abbaubar ist.
2. Medizinisches Implantat nach Anspruch 1, **d a d u r c h** **g e k e n n z e i c h n e t**, daß der Werkstoff Reineisen oder eine Legierung ist, deren Hauptbestandteil aus der Gruppe ausgewählt ist, die folgendes umfaßt: Alkalimetalle, Erdalkalimetalle, Eisen, Zink, Aluminium.
3. Medizinisches Implantat nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **d a d u r c h** **g e k e n n z e i c h n e t**, daß der Werkstoff als Hauptbestandteil Magnesium, Eisen oder Zink enthält.
4. Medizinisches Implantat nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **d a d u r c h** **g e k e n n z e i c h n e t**, daß der Werkstoff Eisen und 0,5% bis 7% Kohlenstoff enthält.
5. Medizinisches Implantat nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **d a d u r c h** **g e k e n n z e i c h n e t**, daß der Werkstoff Eisen und Zink in etwa gleicher Konzentration enthält.
6. Medizinisches Implantat nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **d a d u r c h**

- 12 -

g e k e n n z e i c h n e t , daß der Werkstoff als Nebenbestandteil ein oder mehrere Elemente aus der Gruppe enthält, die folgendes umfaßt: Mn, Co, Ni, Cr, Cu, Cd, Pb, Sn, Th, Zr, Ag, Au, Pd, Pt, Re, Si, Ca, Li, Al, Zn, Fe, C, S.

7. Medizinisches Implantat nach einem der vorhergehenden Ansprüche, d a d u r c h

g e k e n n z e i c h n e t , daß der Werkstoff 50 - 98% Magnesium, 0 - 40% Lithium, 0 - 5% Eisen und unter 5% andere Metalle oder seltene Erden enthält.

8. Medizinisches Implantat nach einem der vorhergehenden Ansprüche, d a d u r c h

g e k e n n z e i c h n e t , daß der Werkstoff 79 - 97% Magnesium, 2 - 5% Aluminium, 0 - 12% Lithium und 1 - 4% seltene Erden, insbesondere Cer, Lanthan, Neodym und/oder Praseodym enthält.

9. Medizinisches Implantat nach einem der vorhergehenden Ansprüche, d a d u r c h

g e k e n n z e i c h n e t , daß der Werkstoff 85 - 91% Magnesium, 6 - 12% Lithium, 2% Aluminium und 1% seltene Erden enthält.

10. Medizinisches Implantat nach einem der vorhergehenden Ansprüche, d a d u r c h

g e k e n n z e i c h n e t , daß der Werkstoff 86 - 97% Magnesium, 0 - 8% Lithium, 2 - 4% Aluminium und 1 - 2 % seltene Erden enthält.

11. Medizinisches Implantat nach einem der vorhergehenden Ansprüche, d a d u r c h

g e k e n n z e i c h n e t , daß der Werkstoff 8,5 -

- 13 -

9,5% Aluminium, 0,15% - 0,4% Mangan, 0,45 - 0,9% Zink und den Rest zu 100% Magnesium enthält.

12. Medizinisches Implantat nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **d a d u r c h**  
**g e k e n n z e i c h n e t**, daß der Werkstoff 4,5 - 5,3% Aluminium, 0,28% - 0,5% Mangan und den Rest zu 100% Magnesium enthält.
13. Medizinisches Implantat nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **d a d u r c h**  
**g e k e n n z e i c h n e t**, daß der Werkstoff 55 - 65% Magnesium, 30 - 40% Lithium und 0 - 5% andere Metalle und/oder seltene Erden enthält.
14. Medizinisches Implantat nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **d a d u r c h**  
**g e k e n n z e i c h n e t**, daß der Werkstoff 88 - 99,8% Eisen, 0,1 - 7% Chrom und 0 - 3,5% Nickel sowie unter 5% andere Metalle enthält.
15. Medizinisches Implantat nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **d a d u r c h**  
**g e k e n n z e i c h n e t**, daß der Werkstoff 90 - 96% Eisen, 3 - 6% Chrom und 0 - 3% Nickel sowie 0 - 5% andere Metalle enthält.
16. Medizinisches Implantat nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **d a d u r c h**  
**g e k e n n z e i c h n e t**, daß das Implantat eine Gefäßstütze ist.
17. Medizinisches Implantat nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **d a d u r c h**

- 14 -

g e k e n n z e i c h n e t , daß das Implantat einen im wesentlichen rohrförmigen Grundkörper aufweist.

18. Medizinisches Implantat nach einem der vorhergehenden Ansprüche, d a d u r c h

g e k e n n z e i c h n e t , daß das Implantat eine Spirale (Coil), ein Schirm, ein Stént , ein Drahtgeflecht, ein Clip oder ein Ppropfen ist.

19. Medizinisches Implantat nach einem der vorhergehenden Ansprüche, d a d u r c h

g e k e n n z e i c h n e t , daß das Implantat eine endoluminale Stützfunktion in Hohlorganen und/oder Gangsystemen (z. B. Harnleiter, Gallengänge, Harnröhre, Uterus, Bronchien) aufweist.

20. Medizinisches Implantat nach einem der vorhergehenden Ansprüche, d a d u r c h

g e k e n n z e i c h n e t , daß das Implantat ein Okkluder als Verschlußsystem für Hohlraumverbindungen, Gefäße oder Gangsysteme ist.

21. Medizinisches Implantat nach einem der vorhergehenden Ansprüche, d a d u r c h

g e k e n n z e i c h n e t , daß das Implantat eine Befestigungs- oder Stützvorrichtung für die temporäre Fixierung von Gewebeimplantaten oder -transplantaten ist.

22. Medizinisches Implantat nach einem der vorhergehenden Ansprüche, d a d u r c h

g e k e n n z e i c h n e t , daß das Implantat ein orthopädisches Implantat, beispielsweise eine Schraube, ein Nagel, ein Draht, eine Platte oder ein Teil eines Gelenks ist.

- 15 -

23. Medizinisches Implantat nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **d a d u r c h** **g e k e n n z e i c h n e t**, daß die Materialstärke des Werkstoffs in Abhängigkeit von der Zusammensetzung des Werkstoffs so gewählt ist, daß der Abbau- oder Korrosionsvorgang *in vivo* im Bereich von 5 Tagen bis zu 6 Monaten, insbesondere zwischen 2 Wochen und 8 Wochen im wesentlichen abgeschlossen ist.

24. Medizinisches Implantat nach einem der vorhergehenden Ansprüche 1 bis 16, **d a d u r c h** **g e k e n n z e i c h n e t**, daß die Materialstärke des Werkstoffs in Abhängigkeit von der Zusammensetzung des Werkstoffs so gewählt ist, daß der Abbau- oder Korrosionsvorgang *in vivo* im Bereich von 6 Monaten bis zu 10 Jahren, insbesondere zwischen 1 Jahr und 5 Jahren im wesentlichen abgeschlossen ist.

25. Medizinisches Implantat nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **d a d u r c h** **g e k e n n z e i c h n e t**, daß der Abbau- oder Korrosionsvorgang *in vivo* zunächst zu einer mechanischen Instabilität führt, bevor der Abbauvorgang im wesentlichen abgeschlossen ist.